

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2003年 2月28日

出 願 番 号

Application Number:

特願2003-053640

[ST.10/C]:

[JP 2003-053640]

出 願 人

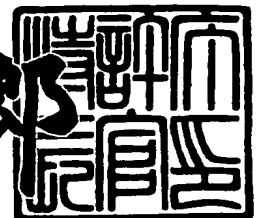
Applicant(s):

日本コーリン株式会社

2003年 5月27日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3039901

【書類名】 特許願

【整理番号】 NP200213

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 小椋 敏彦

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 成松 清幸

【特許出願人】

 【識別番号】 390014362

 【氏名又は名称】 日本コーリン株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100085361

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 池田 治幸

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 007331

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9715260

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 脈波検出装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体から発生する脈波を検出して該脈波を表す脈波信号を出力する脈波センサと、

該脈波センサから出力される脈波信号を、脈波信号の大きさと周波数との間の予め定められた関係を用いて可聴周波数域の信号に変換する信号変換手段と、

該信号変換手段により変換された信号を音として出力する音出力装置と

を含むことを特徴とする脈波検出装置。

【請求項 2】 前記脈波センサから出力された脈波信号の大きさを正規化する信号正規化手段を備え、

前記信号変換手段は、該信号正規化手段により正規化された後の脈波信号を変換するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波検出装置。

【請求項 3】 前記信号変換手段は、所定の可聴周波数を有する被変調波の周波数を、前記脈波信号を変調信号として変調するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の脈波検出装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体から発生する脈波を検出する脈波検出装置に関するものである。

【0002】

【従来技術】

脈波の形状は動脈硬化、心筋症など種々の疾患の影響を受けるので、様々な診断に脈波の形状を利用することが提案されている（たとえば、非特許文献 1 参照）。たとえば、非特許文献 1 によると、動脈硬化によって脈波の形状には種々の変化が生じるが、まず、主峰(percussion wave)より収縮期後期隆起(taial wave)が高くなることがあげられるとされている。

【0003】

【非特許文献 1】

増田善昭・金井寛著、「動脈脈波の基礎と臨床」、初版、共立出版株式会社、2000年3月、p. 28-51

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

脈波を用いて診断を行う場合、通常は、検出した脈波はディスプレイやプリンタに表示され、表示された脈波から脈波の形状が判断される。ところで、生体の診断においては、心音や血流音が測定されることも多く、それら心音や血流音はスピーカや聴診器から音として出力される。心音は心臓の状態を診断する際に利用され、血流音は血管内の狭窄の有無など血管の状態を診断する際に利用される。一方、脈波も、心臓の状態や血管の状態を反映するものであることから、心音や血流音と同様に、脈波も音として出力されることが望まれる。

【0005】

本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、生体から検出される脈波を可聴音として出力することができる脈波検出装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

生体から検出される脈波の周波数帯域は、その一部分が可聴域よりも低いので、上記目的を達成するためには、脈波センサにより検出された脈波の周波数を可聴域の周波数に変換する必要がある。

【0007】

すなわち、上記目的を達成するための本発明は、(a)生体から発生する脈波を検出してその脈波を表す脈波信号を出力する脈波センサと、(b)その脈波センサから出力される脈波信号を、脈波信号の大きさと周波数との間の予め定められた関係を用いて可聴周波数域の信号に変換する信号変換手段と、(c)その信号変換手段により変換された信号を音として出力する音出力装置とを含むことを特徴とする脈波検出装置である。

【0008】

【発明の効果】

この発明によれば、信号変換手段により、脈波センサによって検出された脈波信号が、脈波信号の大きさと周波数との間の予め定められた関係により可聴周波数域の信号に変換されて、変換された信号が音出力装置から音として出力されるので、音出力装置から出力される音の周波数が脈波の大きさに対応して変化する。従って、音出力装置から出力される音の高低の変化に基づいて動脈硬化などの診断をすることができる。

【0009】

【発明の他の態様】

ここで、好ましくは、前記脈波検出装置は、前記脈波センサから出力された脈波信号の大きさを正規化する信号正規化手段を備え、前記信号変換手段は、その信号正規化手段により正規化された後の脈波信号を変換するものである。このようにすれば、脈波センサから出力された脈波信号は、信号正規化手段により正規化されてその大きさの変動幅が一定とされることから、脈波センサから出力された脈波信号の絶対的な大きさが小さい場合であっても、音出力装置から出力される音の周波数は十分に大きく変化する。従って、脈波信号が全体的に小さい場合であっても、音出力装置から出力される音の高低の変化に基づいて脈波の形状が精度良く判断できる。

【0010】

また、前記信号変換手段としては、所定の可聴周波数を有する被変調波の周波数を、前記脈波信号を変調信号として変調するものがある。

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を説明する。まず、本発明の一実施例を図面に基づいて説明する。図1は、本発明の一実施例の頸動脈波検出装置10の回路構成を示すブロック図である。

【0012】

頸動脈波検出装置10には圧脈波検出プローブ14が備えられ、圧脈波検出プローブ14は、図2に示すように、頸部12に装着バンド16により装着される

。圧脈波検出プローブ 1 4 は、図 3 に詳しく示すように、容器状を成すセンサハウジング 1 8 と、そのセンサハウジング 1 8 を収容するケース 2 0 と、センサハウジング 1 8 を頸動脈 2 2 の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング 1 8 に螺合され且つケース 2 0 内に設けられた図示しないモータによって回転駆動させられるねじ軸 2 4 とを備えている。この圧脈波検出プローブ 1 4 は、前記装着バンド 1 6 により、センサハウジング 1 8 の開口側が頸部 1 2 の体表面 2 6 に対向する状態で取り付けられる。

【 0 0 1 3 】

上記センサハウジング 1 8 の内部には、ダイヤフラム 2 8 を介して圧脈波センサ 3 0 が相対移動可能かつセンサハウジング 1 8 の開口端からの突出し可能に設けられており、これらセンサハウジング 1 8 およびダイヤフラム 2 8 等によって圧力室 3 2 が形成されている。この圧力室 3 2 内には、図 1 に示すように、空気ポンプ 3 4 から調圧弁 3 6 を経て圧力の高い空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ 3 0 は圧力室 3 2 内の圧力に応じた押圧力で前記体表面 2 6 に押圧される。

【 0 0 1 4 】

上記センサハウジング 1 8 およびダイヤフラム 2 8 は、圧脈波センサ 3 0 を頸動脈 2 2 に向かって押圧する押圧装置 3 8 を構成しており、上記ねじ軸 2 4 および図示しないモータは、圧脈波センサ 3 0 が押圧される押圧位置をその頸動脈 2 2 の幅方向に移動させる押圧位置変更装置すなわち幅方向移動装置 4 0 を構成している。

【 0 0 1 5 】

上記圧脈波センサ 3 0 の押圧面 4 2 は、単結晶シリコン等によって形成された半導体チップから成る。その押圧面 4 2 には、図 4 に示すように、複数個（本実施例では 1 5 個）の半導体感圧素子（以下、感圧素子という）E(a), E(b), … E(o) が、頸動脈 2 2 の幅方向すなわちねじ軸 2 4 と平行な圧脈波センサ 3 0 の移動方向において、その頸動脈 2 2 の直径よりも長くなるように、且つ一定の間隔（たとえば 0.6mm 程度）で配列されている。

【 0 0 1 6 】

このように構成された圧脈波検出プローブ14が、頸部12において体表面26の頸動脈22上に押圧されることにより、圧脈波センサ30の各感圧素子Eは、頸動脈22から発生して体表面26に伝達される圧力振動波すなわち頸動脈波を表す圧脈波を検出し、その圧脈波を表す圧脈波信号SMをマルチプレクサ44へ供給する。

【0017】

マルチプレクサ44は、後述する電子制御装置50からの切替信号SCに従って、圧脈波センサ30に備えられた15個の感圧素子Eからそれぞれ出力される圧脈波信号SMを、所定の時間ずつ順次、A/D変換器46へ供給する。A/D変換器46は、供給された圧脈波信号SMをデジタル信号に変換して電子制御装置50へ供給する。

【0018】

電子制御装置50は、CPU52、ROM54、RAM56、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータであり、CPU52は、ROM54に予め記憶されたプログラムに従ってRAM56の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、空気ポンプ34および調圧弁36へ図示しない駆動回路を介して駆動信号を出力して圧力室32内の圧力を調節し、また、圧脈波検出プローブ14の幅方向移動装置40を制御して圧脈波センサ30の押圧位置を制御する。また、電子制御装置50は、マルチプレクサ44に脈拍周期よりも十分に短い周期に予め設定された周期で切替信号SCを出力し、さらに、マルチプレクサ44からA/D変換器46を介して順次供給される脈波信号SMを正規化する。そして、正規化後の脈波信号SMを表示器58に表示すると共に、正規化後の脈波信号SMを可聴周波数域の信号に変換して増幅器60へ出力する。増幅器60に供給された信号は増幅された後、音出力装置として機能するスピーカ62に供給されて、スピーカ62から頸動脈波が音として出力される。

【0019】

図5は、電子制御装置50の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図5において、押圧位置制御手段70は、圧脈波センサ30の最適押圧位置を決定するため、まず、以下の押圧位置更新条件が成立するか否かを判断する。

押圧位置更新条件は、押圧面 4 2 に配列された複数の感圧素子 E のうちの最大圧力を検出する感圧素子 E（以下、この素子を最大圧力検出素子 EM という）の配列位置が、配列の端を基準として、そこから所定数または所定距離内側までに位置することを条件とする。この押圧位置更新条件が成立した場合には、以下の押圧位置更新作動を実行する。すなわち、圧脈波センサ 3 0 を体表面 2 6 から一旦離隔させた後に、幅方向移動装置 4 0 により押圧装置 3 8 および圧脈波センサ 3 0 を所定距離移動させ、続いて押圧装置 3 8 により、圧脈波センサ 3 0 の押圧力 HD P (Hold Down Pressure) を、圧脈波センサ 3 0 により押圧される動脈（すなわち頸動脈 2 2）の最低血圧よりも十分に小さい値に予め設定された第 1 押圧力 HDP1 とする。そして、この押圧位置更新作動を実行した後、その状態で、再び前記押圧位置更新条件が成立するか否かを判断し、押圧位置更新条件が成立しなくなるまで、より好ましくは、最大圧力検出素子 EM が配列位置の略中央に位置するまで上記の作動および判断を実行する。このようにして、圧脈波センサ 3 0 の最適押圧位置を決定する。なお、上記押圧位置更新条件における配列の端からの所定数または所定距離は、圧脈波センサ 3 0 により押圧される動脈の直径に基づいて決定され、たとえば、その直径の $1/4$ に設定される。

【 0 0 2 0 】

押圧力制御手段 7 2 は、圧脈波センサ 3 0 が押圧位置制御手段 7 0 により最適押圧位置に位置させられた後、押圧装置 3 8 による圧脈波センサ 3 0 の押圧力 HD P を、所定の押圧力範囲内で拍動に対応して逐次変化させ、或いは所定の押圧力範囲内を比較的緩やかな一定速度で連続的に変化させる。そして、その押圧力 HD P の変化過程で得られる頸動脈波に基づいて最適押圧力 HD P0 を決定し、押圧装置 3 8 による圧脈波センサ 3 0 の押圧力 HDP をその最適押圧力 HD P0 に維持する。ここで、最適押圧力 HD P0 とは、たとえば、最大圧力検出素子 EM により検出される頸動脈波の脈圧（すなわち頸動脈波の一拍分において最大圧力と最小圧力との差）が予め設定された最低脈圧以上となる押圧力 HDP であり、この最低脈圧は、脈圧が小さすぎると頸動脈波が不明瞭になることから、頸動脈波が明確に検出できるような脈圧の最低値として実験に基づいて予め設定されている。

【 0 0 2 1 】

信号正規化手段 7 4 は、押圧力制御手段 7 2 により圧脈波センサ 3 0 の押圧力 HDP が最適押圧力 HDP に維持されている状態で最大圧力検出素子 EM により逐次検出される脈波信号 SM の大きさを、一拍毎に、その脈波信号 SM が表す頸動脈波の振幅（すなわち最大値と最小値との差）が予め定められた基準値となるように正規化して、正規化脈波信号 SMn を決定する。

【 0 0 2 2 】

脈波表示制御手段 7 6 は、信号正規化手段 7 4 により脈波信号 SM が正規化されて得られた正規化脈波信号 SMn、すなわち正規化された頸動脈波を表示器 5 8 に表示させる。このように、頸動脈波が表示器 5 8 に出力されると、出力された頸動脈波の形状を、動脈硬化などの疾患の診断に用いることができるが、本実施例では、さらに、以下に説明するように、頸動脈波の形状が音としても出力される。

【 0 0 2 3 】

信号変換手段 7 8 は、正規化脈波信号 SMn の大きさと周波数との間の予め定められた関係を用いて、信号正規化手段 7 4 により脈波信号 SM が正規化されて得られた正規化脈波信号 SMn を、連続的に可聴周波数域の信号すなわち可聴音信号 $f(t)$ に変換する。本実施例では、通信技術の周波数変調の技術を応用し、上記予め定められた関係として、正規化脈波信号 SMn(t) を変調信号として被変調信号の周波数を変調する式 1 に示す関係を用いる。

【数 1】

$$(式 1) \quad f(t) = A \cos \left[\omega_c t + \phi_0 + \omega_d \int_0^t SMn(t) dt \right]$$

式 1 において、 t は時間、 A は振幅、 ω_c は被変調信号の角周波数、 ϕ_0 は積分定数、 ω_d は比例定数であり、これらは予め実験的に定められており、また、被変調信号の角周波数 ω_c は可聴域の周波数（たとえば 10kHz）とされ、 ω_d は可聴音信号 $f(t)$ の周波数変動幅が十分に大きくなるように設定されている。

【 0 0 2 4 】

上記予め定められた関係として式 1 に示す関係を用いると、正規化脈波信号 SM_n が大きいほど可聴音信号 $f(t)$ の周波数は高くなり、正規化脈波信号 SM_n が小さいほど可聴音信号 $f(t)$ の周波数は低くなる。

【 0 0 2 5 】

脈音出力制御手段 8 0 は、信号変換手段 7 8 により得られた可聴音信号 $f(t)$ 、すなわち可聴周波数域の信号に変換された頸動脈波の脈音を、増幅器 6 0 に供給することにより、可聴周波数域の信号に変換された頸動脈波の脈音をスピーカ 6 2 から出力させる。

【 0 0 2 6 】

スピーカ 6 2 から出力される頸動脈波の脈音は、正規化脈波信号 $SM_n(t)$ が大きいほど高い周波数であり、正規化脈波信号 $SM_n(t)$ が小さいほど低い周波数であることから、スピーカ 6 2 から出力される音の高低の変化により、頸動脈波の形状が判断でき、正常な形状の頸動脈波と異常な形状の頸動脈波とでは、出力される音の変化が異なるので、出力される音の変化から脈波の形状が正常であるか異常であるかを判断できる。従って、動脈硬化など、脈波の形状が変化する疾患が、スピーカ 6 2 から出力される音によっても判断できる。

【 0 0 2 7 】

たとえば、健常者の頸動脈波には明確なダイクロテックノッチが生じることから、脈波の大きさはピークからダイクロテックノッチまで減少した後、再び一旦上昇してその後は漸減するので、スピーカ 6 2 から出力される音は、ピークを表す高い音となり、続いて、音が少し低くなった後、再び音が高くなり、その後は次第に低音になる。それに対して、動脈硬化が進行していると頸動脈波はダイクロテックノッチが不明瞭になり、動脈硬化の進行が著しい場合にはダイクロテックノッチが消失するので、スピーカ 6 2 から出力される音は、ピークを表す高い音となった後は次第に低音になり、音が一旦高くなることはない。

【 0 0 2 8 】

図 6 は、図 5 の機能ブロック線図に示した電子制御装置 5 0 の制御作動を説明するフローチャートである。なお、このフローチャートを実行している間は、電子制御装置 5 0 は、マルチプレクサ 4 4 に切替信号 SC を逐次出力するとともに、

マルチプレクサ44から逐次供給される脈波信号SMをRAM56に逐次記憶する。

【0029】

まず、押圧位置制御手段70に相当するステップS1（以下、ステップを省略する。）乃至S3を実行する。S1では、空気ポンプ34および調圧弁36を制御することにより圧力室32内の圧力を制御して、圧脈波センサ30の押圧力HDPを頸動脈22の最低血圧よりも十分に小さい値に予め設定された第1押圧力HDP1とする。

【0030】

続くS2では、圧脈波センサ30の押圧面42に配列された感圧素子Eのうち最大圧力検出素子EMの配列位置が、配列の端から所定数または所定距離内側までに位置するものであるかを条件とする押圧位置更新条件（APS起動条件）が成立したか否かを判断する。この判断が否定された場合には、後述するS4以降を実行する。

【0031】

一方、S2の判断が肯定された場合、すなわち、圧脈波センサ30の頸動脈22に対する装着位置が不適切である場合には、続くS3において、APS制御ルーチンを実行する。このAPS制御ルーチンは、最大圧力検出素子EMが感圧素子Eの配列の略中央位置となる最適押圧位置を決定するための制御であり、以下の連続的な作動により構成される。すなわち、APS制御ルーチンは、圧脈波センサ30を一旦体表面26から離隔させ、幅方向移動装置40により押圧装置38および圧脈波センサ30を所定距離移動させた後、押圧装置38により圧脈波センサ30を再び前記第1押圧力HDP1で押圧させ、その状態における最大圧力検出素子EMが配列略中央位置にある感圧素子Eであるか否かを判断し、この判断が肯定されるまで上記作動を繰り返し実行する制御である。

【0032】

上記S3において、圧脈波センサ30の押圧位置を最適押圧位置とした場合、または、前記S2の判断が否定された場合には、S4において、その状態における最大圧力検出素子EMを決定し、続いて押圧力制御手段72に相当するS5において、HDP制御ルーチンを実行する。このHDP制御ルーチンでは、押圧装置38に

より圧脈波センサ 3 0 の押圧力 HDP を前記第 1 押圧力 HDP1 から連続的に増加させ、その押圧力増加過程で、前記 S 4 で決定した最大圧力検出素子 EM によって検出される頸動脈波の脈圧が予め設定された最低脈圧以上となったか否かに基づいて最適押圧力 HDP0 を決定し、圧脈波センサ 3 0 の押圧力 HDP をその決定した最適押圧力 HDP0 に維持する。

【 0 0 3 3 】

続く S 6 では、前回この S 6 の判断が肯定されてから脈波信号 SM が一拍分供給されたか否か、あるいは初回の実行である場合には、このルーチンを開始してから脈波信号 SM が一拍分供給されたか否かを判断する。この判断が否定された場合には、S 6 を繰り返し実行する。一方、S 6 の判断が肯定された場合には、信号正規化手段 7 4 に相当する S 7 において、前記 S 4 で決定した最大圧力検出素子 EM により検出された一拍分の脈波信号 SM を、その一拍分の脈波信号 SM の振幅が予め定められている基準値となるように正規化して、正規化脈波信号 SMn を決定する。

【 0 0 3 4 】

続く S 8 は脈波表示制御手段 7 6 に相当し、上記 S 7 で得た正規化脈波信号 SMn すなわち正規化した頸動脈波を表示器 5 8 に表示する。

【 0 0 3 5 】

続く S 9 は信号変換手段 7 8 に相当し、前記式 1 を用いて、前記 S 7 で決定した一拍分の正規化脈波信号 SMn を、角周波数 ω_c を中心周波数とする可聴音信号 $f(t)$ に変換する。そして、脈音出力制御手段 8 0 に相当する S 1 0 において、S 9 で得た可聴音信号 $f(t)$ を増幅器 6 0 に出力して、可聴周波数域の信号に変換した頸動脈波をスピーカ 6 2 から出力させる。

【 0 0 3 6 】

続く S 1 1 では、図示しない停止スイッチが操作されることにより、停止操作がされたか否かを判断する。この判断が否定された場合には、前記 S 6 以下を繰り返し実行することにより頸動脈波の画面表示およびスピーカ 6 2 からの出力を継続する。一方、S 1 1 の判断が肯定された場合にはこのルーチンを終了する。

【 0 0 3 7 】

上述の実施例によれば、信号変換手段 7 8 (S 9) により、圧脈波センサ 3 0 の最大圧力検出素子 EM によって検出された脈波信号 SM が、式 1 によって脈波信号 SM が大きいほど高い可聴周波数の信号に変換されて、それによって得られた可聴音信号 $f(t)$ がスピーカ 6 2 から出力されるので、スピーカ 6 2 から出力される音の周波数は頸動脈波の大きさに対応して変化する。従って、スピーカ 6 2 から出力される音の高低の変化に基づいて動脈硬化などの診断をすることができる。

【 0 0 3 8 】

また、本実施例によれば、圧脈波センサ 3 0 から出力された脈波信号 SM は、信号正規化手段 7 4 (S 7) により正規化されてその変動幅が一定とされることから、脈波センサ 3 0 から出力された脈波信号 SM の絶対的な大きさが小さい場合であっても、スピーカ 6 2 から出力される音の周波数は十分に大きく変化する。従って、脈波信号 SM が全体的に小さい場合であっても、スピーカ 6 2 から出力される音の高低の変化に基づいて頸動脈波の形状が精度良く判断できる。

【 0 0 3 9 】

以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明は他の態様においても適用される。

【 0 0 4 0 】

例えば、前述の実施例の信号変換手段 7 8 では、可聴周波数の被変調信号の周波数を脈波信号 SM により変調する式 1 に示す関係を用いて脈波信号 SM を可聴域の信号に変換していたが、図 7 に示すように、脈波信号 SM の大きさと周波数との予め定められた線型な関係式を用いて脈波信号 SM を可聴域の信号に変換しても良い。

【 0 0 4 1 】

また、前述の実施例では、圧脈波センサ 3 0 により検出された脈波信号 SM を正規化する信号正規化手段 7 4 が設けられ、信号変換手段 7 8 は正規化後の脈波信号 SM を可聴周波数の信号に変換していたが、信号正規化手段 7 4 は設けられず、圧脈波センサ 3 0 により検出された脈波信号 SM を直接可聴周波数の信号に変換しても良い。この場合には、脈波信号 SM の絶対値が小さい場合には、スピーカ 6 2 から出力される音の周波数変動幅が小さくなるために、頸動脈波の形状の判断が

前述の実施例よりも困難になるが、その一方で、周波数変動幅や平均的な音の高さから、圧脈波センサ 3 0 により検出される脈波信号 SM の平均的な大きさを判断することができるので、スピーカ 6 2 から出力される音から、圧脈波センサ 3 0 の装着状態（装着位置や押圧力）を判断することができる。

【 0 0 4 2 】

また、前述の実施例では、脈波センサとして、感圧素子 E を押圧面 4 2 に有してその感圧素子 E により圧脈波を検出する型式の圧脈波センサ 3 0 を用いていたが、脈波センサは前述の実施例のものに限定されない。たとえば、上下の電極間にシリコンダイアフラムを挟み込んだ半導体容量式圧力センサなど他の型式の圧脈波センサでもよく、また、容積脈波を検出する型式の脈波センサでもよい。容積脈波を検出する型式の脈波センサとしては、酸素飽和度測定用の光電脈波検出プローブ、脈拍検出などのために指尖部などに装着される光電脈波センサなどがある。

【 0 0 4 3 】

また、前述の実施例では、脈波を検出する部位が頸部 1 2 であったが、上腕など生体の他の部位で脈波を検出しても良い。

【 0 0 4 4 】

また、前述の実施例では、スピーカ 6 2 が音出力装置として機能していたが、スピーカ 6 2 に代えてイヤホン、ヘッドホンが用いられても良い。なお、音出力装置への信号の供給は、有線により行われても無線により行われても良い。

【 0 0 4 5 】

以上、本発明の実施の形態を説明したが、本発明は前述の実施の形態に限定されず、当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の一実施例の頸動脈波検出装置の回路構成を示すブロック図である。

【図 2】

図 1 の圧脈波検出プローブが頸部に装着された状態を示す図である。

【図 3】

図 1 の圧脈波検出プローブを一部切り欠いて示す図である。

【図 4】

図 1 の圧脈波センサの押圧面に配列された感圧素子の配列状態を示す図である。

【図 5】

図 1 の頸動脈波検出装置における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図 6】

図 5 の機能ブロック線図に示した電子制御装置の制御作動を説明するフローチャートである。

【図 7】

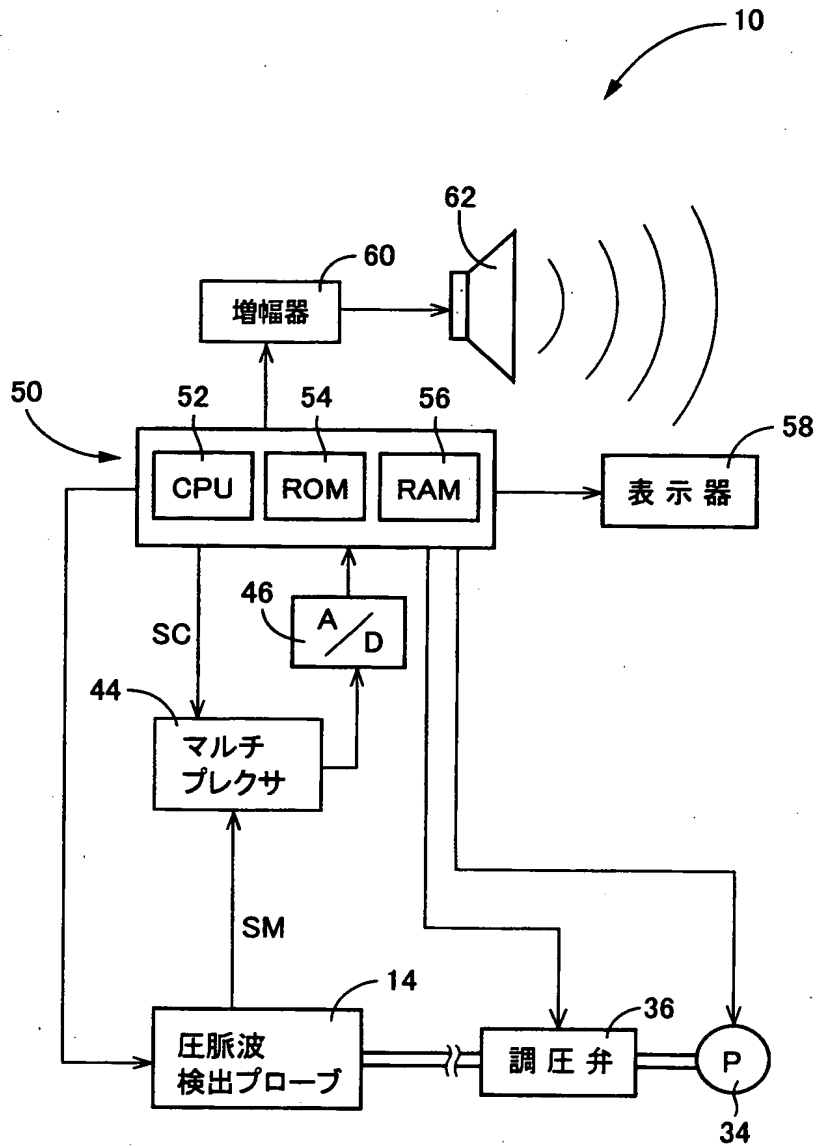
脈波信号 SM の大きさと周波数との予め定められた線型な関係式を示す図である。

【符号の説明】

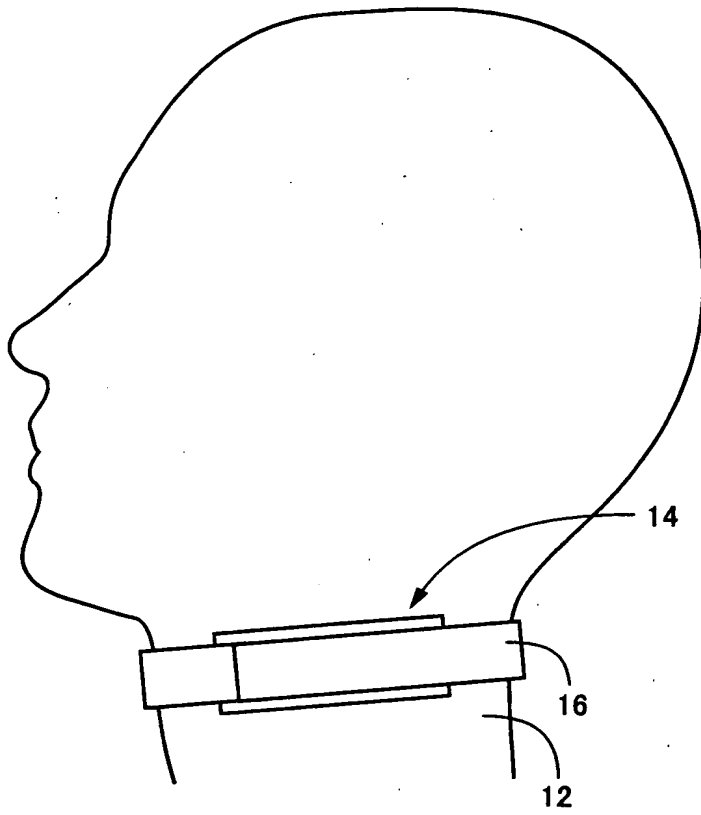
- 1 0 : 頸動脈波検出装置
- 6 2 : スピーカ（音出力装置）
- 7 4 : 信号正規化手段
- 7 6 : 脈波表示制御手段
- 7 8 : 信号変換手段
- 8 0 : 脈音出力制御手段

【書類名】 図面

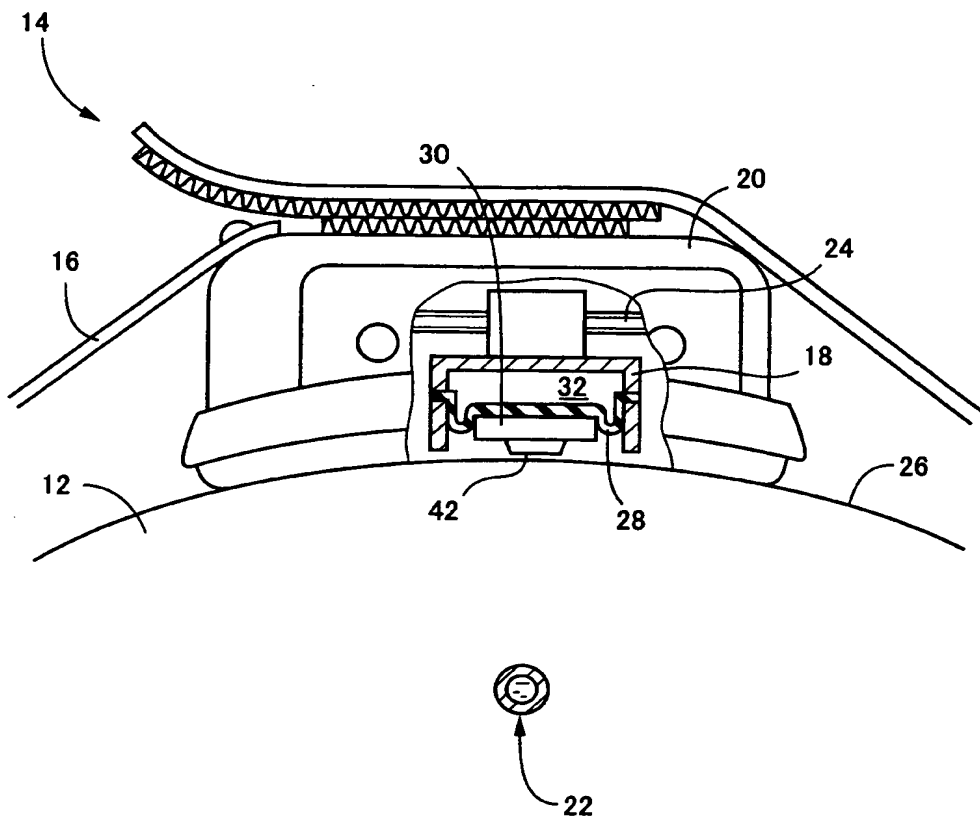
【図 1】



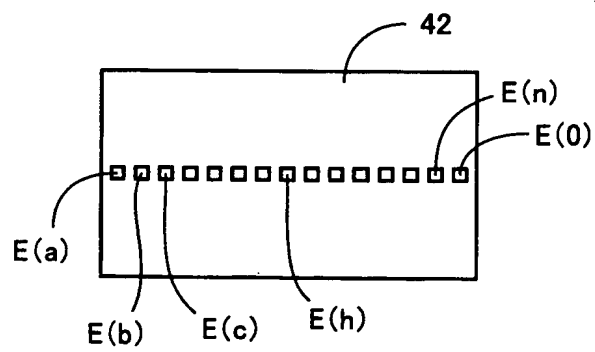
【図 2】



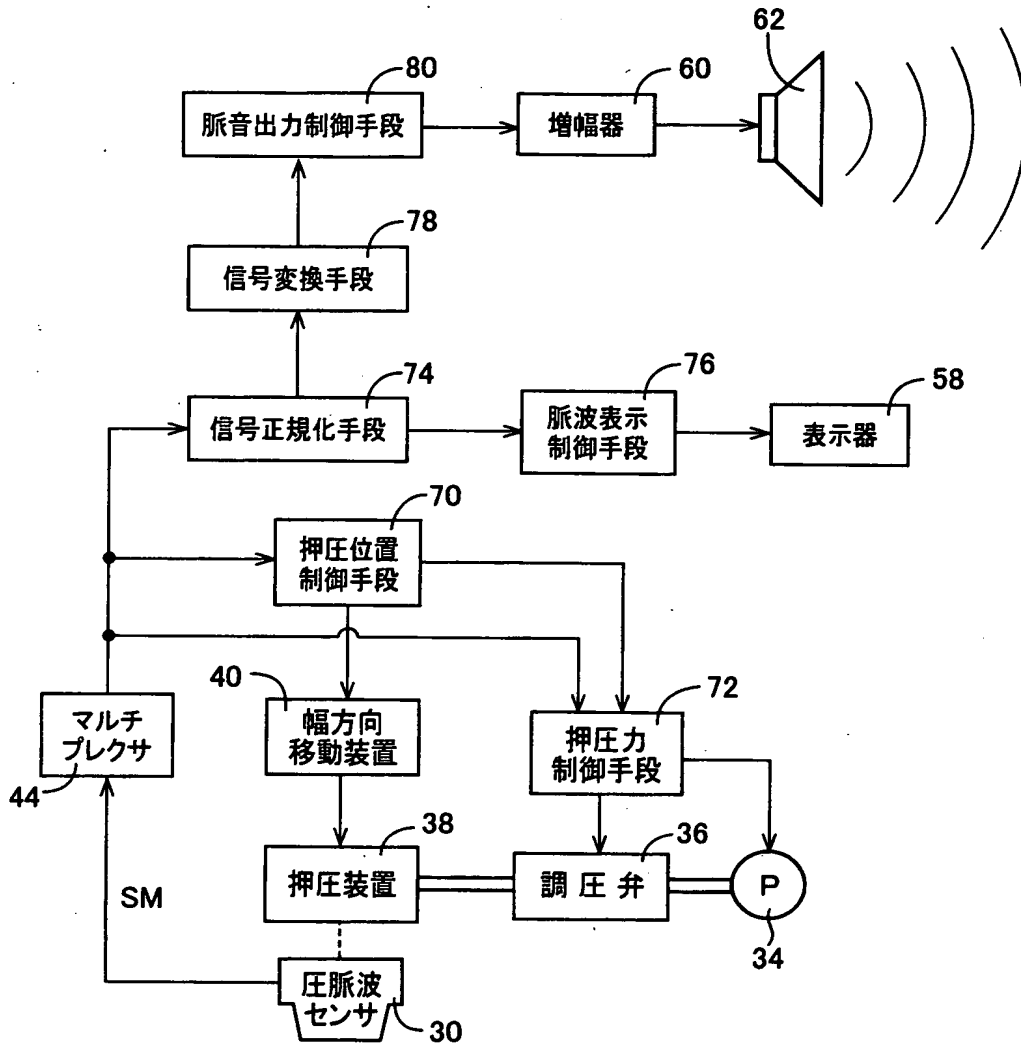
【図 3】



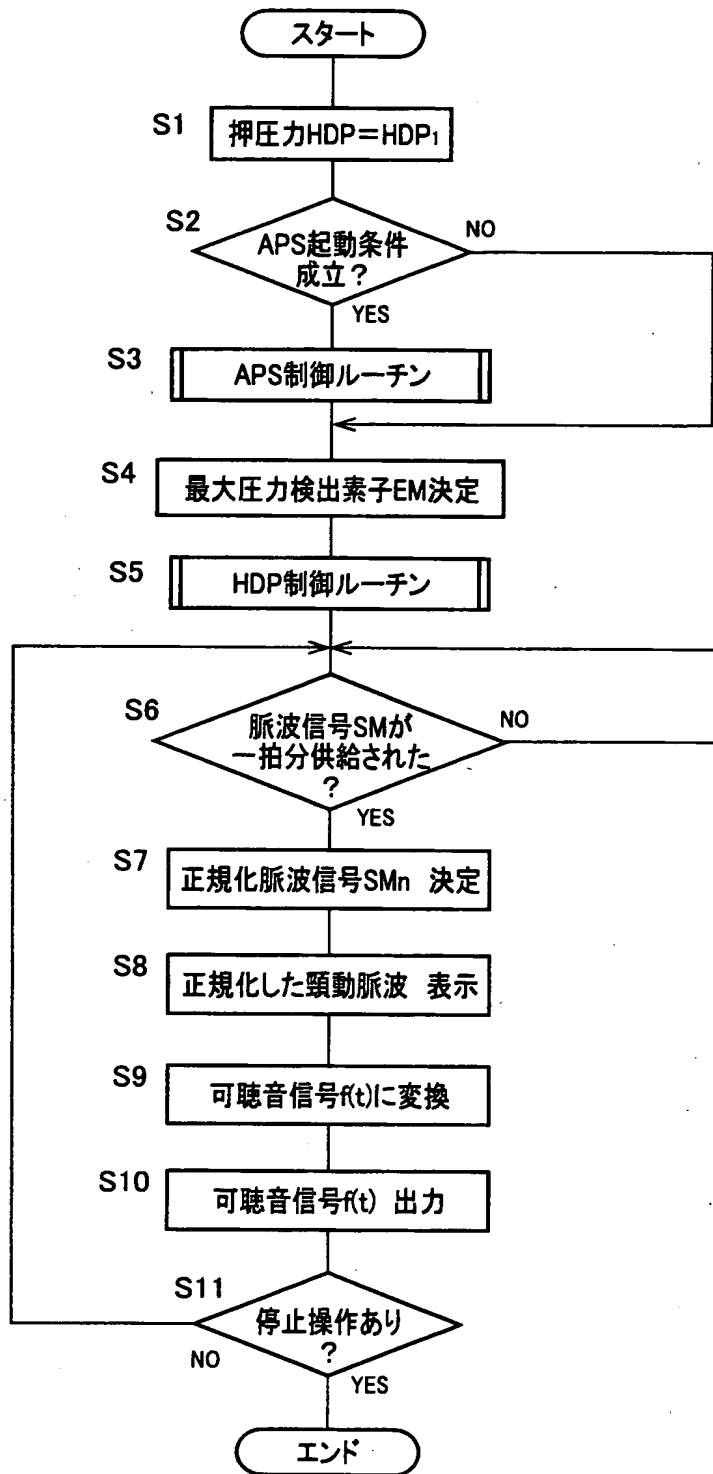
【図 4】



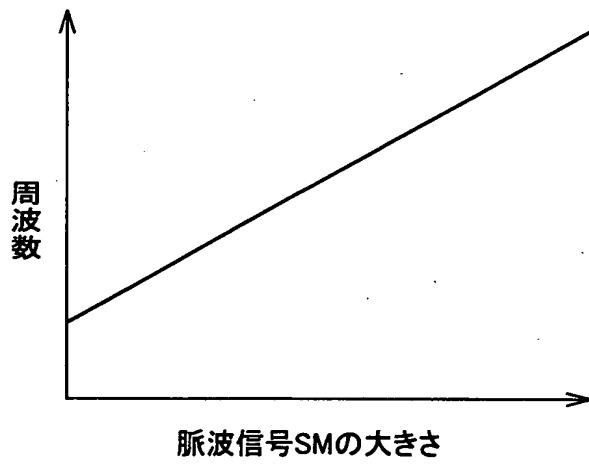
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】

要約書

【要約】

【目的】 生体から検出される脈波を可聴音として出力することができる脈波検出装置を提供する。

【解決手段】 生体から発生する脈波を検出してその脈波を表す脈波信号SMを出力する圧脈波センサ30と、所定の可聴周波数を有する被変調波の周波数を、圧脈波センサ30から出力される脈波信号SMを変調信号として変調することにより、脈波信号SMを可聴周波数域の信号に変換する信号変換手段78と、信号変換手段78により変換された信号を出力するスピーカ62とを備える。圧脈波センサ30により検出される脈波信号SMはその一部分が可聴域よりも低いので、そのままでは音として聞くことはできないが、このようにすれば、脈波が可聴音に変換されてスピーカ62から出力され、また、その音の周波数は脈波の大きさに対応して変化する。従って、スピーカ62から出力される音の高低の変化に基づいて動脈硬化などの診断をすることができる。

【選択図】

図5

認 定 ・ 付 加 情 報

特許出願の番号	特願 2 0 0 3 - 0 5 3 6 4 0
受付番号	5 0 3 0 0 3 3 3 9 5 9
書類名	特許願
担当官	第六担当上席 0 0 9 5
作成日	平成 1 5 年 3 月 3 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】 平成15年 2月28日

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [390014362]

1. 変更年月日	1993年 1月22日
[変更理由]	名称変更
住 所	愛知県小牧市林2007番1
氏 名	日本コーリン株式会社